

手指関節角の計測に基づく筋腱複合体の弾性特性の推定モデル*

横田 諭** 前田桃子*** 川淵雄貴**** 縄田亮太*****

Estimation Model of Elasticity of Muscle-Tendon Complexes based on Measurement of Finger Joint Angles

Satoshi Makita Momoko Maeda Yuki Kawafuchi Ryota Nawata

1 序論

人間の筋腱は複数の筋肉や腱が複雑に相互作用しているが、外力の印加によって生じる腱の伸長はその復元力や蓄積される弾性エネルギーを身体運動に活用するために重要である [1–3] (Fig. 1). 本稿では手指の筋腱複合体の弾性特性を推定するための近似モデルについて解説する. ここではこの力学特性を外部から計測可能なパラメータで表現するために, 単純化したモデルを導入する. ここで計測するパラメータは手指の関節角, 特に MP 関節角と, 指先発揮力である. これらの計測および近似モデルから, 筋腱複合体の弾性特性に起因する力と速度の増幅を推定し, 物体操作やスポーツパフォーマンスに与える効果を定量的に評価する手法を議論する.

筋腱複合体 (Muscle-tendon complexes, MTC) は筋組織と腱組織の総称である. 通常, 筋繊維の収縮が腱組織をけん引し, 腱組織が接続する骨を運動させることで, 身体運動が生成される. 筋腱の粘弾性は力の伝達や運動の生成に大きく影響し, 大きな速度や力強い身体運動を可能にしている [1]. 腱の弾性は筋の 20 倍程度 [4] と非常に大きいため, 通常の筋力だけではほとんど伸長せず, 筋の収縮運動をそのまま骨に伝えている. しかし, 外力を印加することで腱を伸長させると大きな復元力を発揮し, 蓄積された弾性エネルギーは腱の短縮時に大きな速度を生み出す. このような腱の弾性による伸長—短縮動作 (Stretch-Shortening Cycle) が跳躍や走行などのダイナミックな運動の生成に大きく寄与する [2].

筋腱複合体の粘弾性特性の推定手法は, 大きく分け

て 2 通りがある. 一つは解剖によって腱を摘出してその機械的性質を直接に計測する, 観血的手法 [5] であり, もう一つは超音波画像診断装置 (エコー) や MRI (核磁気共鳴画像法, Magnetic resonance imaging) を用いて生体内の筋腱の動態を観察する, 非観血的手法 [2] である. また, 筋腱複合体の特性によって生成される運動中の関節角速度等を計測・解析する手法としては, モーションキャプチャのような動画撮影によるもの [6], 筋発揮力を推定する手法としては筋電図 (Electromyography, EMG) を用いるもの [7] が一般に検討される. 観血的手法では腱のもつヤング率や引張強さを直接に計測できる利点があるが, 生体内での特性や筋組織との相互作用などを分析できないなどの課題がある. エコーなどを用いる非観血的手法は動作中の生体内での筋腱の相互作用を直接に観察できる利点がある (例えば [8]) が, 装置のポータビリティの制約から分析可能な動作が限定的である. モーションキャプチャは各関節に取り付けるマーカを高速度カメラでトラッキングするので, スポーツ動作のようなスピーディな計測対象にも頑強であるが, 手指のような末端の運動と全身運動の両方を同時に計測するのはオクルージョン (遮蔽) やマーカ取り付けの分解能の課題がある. また, 筋電図の計測により筋の活動状態は推定できるが, 腱の力学的作用までは分析が難しい. 人体各所の筋腱複合体の粘弾性特性がスポーツ動作にどのように寄与しているかを分析するためには, 各部位や対象運動によって手法を検討する余地がある.

著者らはこれまでに手指の筋腱複合体に注目して, 外部から容易に計測可能なパラメータからその弾性特性を推定する, モデルベースな手法 [9] を検討してきた. ここでは, 非観血的かつスポーツ動作中でも計測可能である, 手指の関節角度から手指の筋腱複合体の伸長量を推定し, 生じる復元力に対応した指先発揮

* 原稿受付 平成 27 年 12 月 3 日

** 佐世保工業高等専門学校 電子制御工学科

*** 今仙技術研究所

**** 安川電機

***** 愛知教育大学

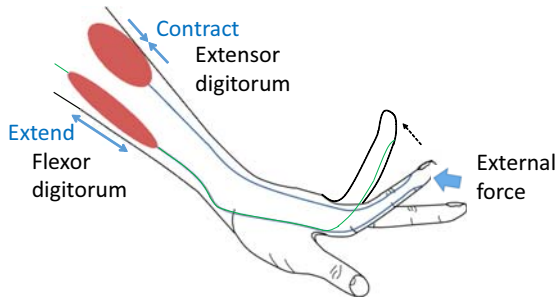


Fig. 1 Muscle and tendon behavior caused by applied external forces

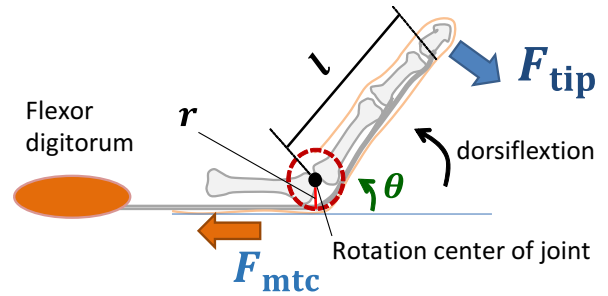


Fig. 2 Simplified model of stretching of flexor digitorum muscle and tendon

力を推定する [10]。さらに、そのとき筋腱複合体に蓄積される弾性エネルギーを計算して、印加されている外力が除荷された瞬間に生じる手指の運動における関節角速度を推定する [11, 12]。これらはバレーボールのオーバーハンドパスを想定した手指の運動である伸展運動を対象としている [13]。この手法によれば、バレーボールのような激しい運動中でも手指の状態が計測可能で、筋腱複合体の特性による身体運動への効果を推定しやすい。また、プレーの定量的評価にも応用可能で、かつプレーヤーとコーチにとっても関節角度は直観的に理解しやすいパラメータなので、コーチングに活かしやすい利点もある。

2 力学モデル [12]

手指の運動に関与する筋およびその腱は複数が拮抗して複雑に動作する。拇指を除く四指の伸展には総指伸筋 (Extensor digitorum muscle) が、屈曲には指屈筋 (Flexor digitorum muscle) がそれぞれ主としてはたらく。指屈筋は浅指屈筋 (Flexor digitorum superficialis muscle) と深指屈筋 (Flexor digitorum profundus muscle) から成る [14, 15]。したがって、指先への外力の印加を伴う手指の伸展運動時には指屈筋が伸長させられると考える。このことから本研究では Fig. 2 のように指屈筋腱を単一の筋腱複合体とみなして、外力によって伸長されることで復元力の発揮および弾性エネルギーの蓄積が起こるという仮定を考えた [10]。このモデルから手指の筋腱複合体の弾性特性を、MP 関節角と指先発揮力の関係を用いて記述する。

Ker ら [5] が報告した、摘出腱の機械的特性と同様に、関節角度と指先発揮力との関係を指数関数で次のように近似する。

$$F_{tip} = ae^{b\theta} + c \quad (1)$$

ここで、 F_{tip} と θ はそれぞれ指先発揮力と MP 関節角を表す。また、 a, b および c は任意の値である。

Fig. 2 から、腱の伸長さ x と腱に生じる復元力 F_{mtc} の関係は、線形な関係を仮定して次のように記述できる。

$$x = r\theta, \quad (2)$$

$$rF_{mtc} = lF_{tip} \quad (3)$$

ここで r と l はそれぞれ、MP 関節の回転中心から腱までの距離と同じ点から外力が印加される作用点までの距離である。 r は関節角によってわずかに変化するが、ここでは無視する。

筋腱複合体の伸長さ x が 0 から x_a まで変位するとき、筋腱複合体に蓄積される弾性エネルギー E_e は次のように計算できる。

$$E_e = \int_0^{x_a} F_{mtc} dx = \frac{l}{r} \left(\frac{ar}{b} e^{\frac{b}{r} x_a} + cx_a - \frac{ar}{b} \right) \quad (4)$$

指先に印加される外力が瞬間的に取り除かれるとき、筋腱複合体の短縮によって蓄積された弾性エネルギー E_e は運動エネルギー E_k に変換され、手指の運動を引き起こす [13]。ただし、変換時にはある程度のエネルギー損失 E_l を伴うと予想される。

$$E_e = E_k + E_l = \frac{1}{2} m \dot{x}_a^2 + E_l \quad (5)$$

ここで x_a は外力が除荷される直前の筋腱複合体の伸長量を、 \dot{x}_a は筋腱複合体の短縮速度をそれぞれ表す。 m は復元力によって運動する手指の質量である。

式 (2) より、手指の運動における MP 関節の角速度 $\dot{\theta}_a$ は次のように推定される。

$$\dot{\theta}_a = \frac{\dot{x}_a}{r} \quad (6)$$

式 (4), (5) (6) より, 手指の運動の角速度は外力が除荷されるとき関節角度から次のように推定できる.

$$\dot{\theta}_a = \frac{1}{r} \sqrt{\frac{2l}{mr} \left(\frac{ar}{b} e^{b\theta_a} + cr\theta_a - \frac{ar}{b} - \frac{r}{l} E_1 \right)} \quad (7)$$

3 手指の弾性特性の計測実験 [11]

3.1 計測手順

本節では関節角度と, 指先発揮力および外力除荷後の手指の運動角速度との関係をそれぞれ実験結果から求める.

まず, 関節角度と指先発揮力との関係を求める実験の手順は下記のとおりである [10].

Step 1. 被験者の手を計測器に固定し, 被験者自身の筋力で手指を持ち上げる. このときの MP 関節角度を「初期角度 (initial angle)」と呼ぶ.

Step 2. 指先を押し上げて適当な角度を維持する. このときの関節角度と指先発揮力を角度計および力センサでそれぞれ計測する. これを被験者の指がこれ以上上がらなくなる角度 (「限界角度 (limitation angle)」と呼ぶ) まで続ける. この初期角度から限界角度までの計測過程を「loading」と呼ぶ (Fig. 3).

Step 3. 限界角度を経過後, 手指関節角度を少しずつ初期角度に向かって戻し, 同様に関節角度と指先発揮力を計測する. この過程を「unloading」と呼ぶ.

なお, 計測中は随意的に手指に力を加えない.

上述の手順と同様に, 関節角速度の計測も同じ計測器を用いて次のように実施する [13] (Fig. 4).

Step 1. いったん被験者の手指を適当な角度まで押し上げ, 指先に印加している外力を瞬間的に取り除く. これによって生じる手指の運動の角速度を, 運動開始時の角度とともに計測・記録する. 角速度は高速カメラの数フレーム分の動画像から推定できる.

Step 2. unloading 過程においては, いったん被験者の手指を限界角度まで押し上げて, それを経て適当な角度に設定し, リリースする.

3.2 計測実験の結果

Fig. 5 に示すように, 伸展時の指先発揮力は loading 過程において MP 関節角度に指数関数的に比例する. 式 (1) から最小二乗法を用いてこれを指数関数で記述すると, $F_{tip} = 0.000017e^{0.14\theta} + 1.41$ となる. これは先行研究 [5, 16] で報告されている摘出腱の張力と伸長量との関係に類似する. しかし一方で, unloading 過程にお

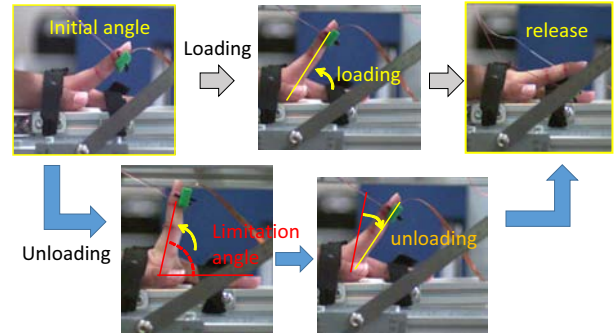


Fig. 3 Definition of “loading” and “unloading”

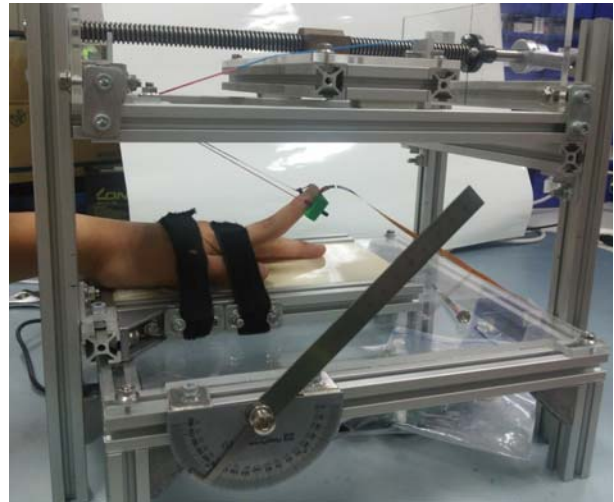


Fig. 4 Experimental equipment

いては限界角度以降に急激な力の減少が生じ, 大きなヒステリシスの原因となっている. このヒステリシスは Kubo らが報告する腱の特性 [17] に比べても大きいので, この原因は筋長の変化に起因する筋力の減少 [18] によるものと推定される. 今後, エコーや MRI を用いた手法 (例えば [1, 2]) などで検証する必要がある.

手指の関節角速度の計測結果においても, MP 関節角とリリースされた関節角速度との関係は式 (7) を使って, $\dot{\theta}_a = \sqrt{3.18e^{4.17\theta_a} + 31.9\theta_a}$ と表せる (Fig. 6). ここでも Fig. 5 と同様のヒステリシスが確認できる.

4 結論

本稿では著者らの先行研究 [10–13] で報告した, 手指の MP 関節角度の計測から指屈筋の弾性特性を推定する手法を解説した. ここで提案する近似モデルでは複雑に相互作用する指屈筋を単一の筋と腱のペアとみなし, それが伸長—短縮するものとする. このモデルから導出した指数関数を含む近似式を用いることで, 関

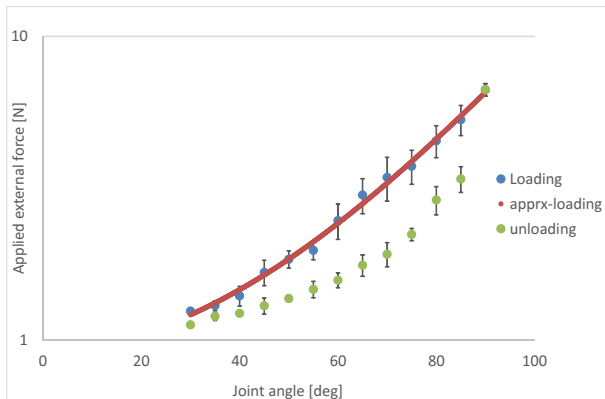


Fig. 5 Relationship between angle of MP joint and resultant fingertip force

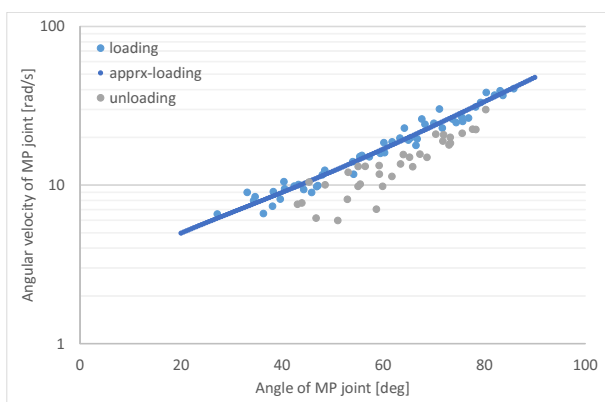


Fig. 6 Relationship between angle of MP joint and angular velocity of released finger motion

節角度と指先発揮力の関係，および関節角度とその角度からリリースされるときの手指の運動角速度との関係を記述できることを計測結果から示した．

今後の研究課題として，計測結果に見られたヒステリシスの原因究明，他の被験者の計測を踏まえたモデルの一般化，実際のスポーツ動作中の計測，などが挙げられる．

謝辞

本研究は佐世保工業高等専門学校・校長裁量経費，研究課題：平成 24 年度「手指の筋腱複合体の機械的特性の計測」；平成 25 年度「手指の筋腱複合体の動的な弾性特性の解明」；平成 26 年度「筋腱複合体の力学モデルに基づくバレーボール動作の解析」，および JSPS 科研費 15K12663 の助成を受けたものです．

参考文献

[1] 深代：“反動動作のバイオメカニクス：伸張—短縮サイク

ルにおける筋—腱複合体の動態”，体育学研究，**45**，4，pp. 457–471，2000.

- [2] 福永：“筋腱複合体ここまでわかった筋腱のふるまい”，Sportsmedicine, **110**，pp. 6–17，2009.
- [3] 川上：“運動中の筋線維収縮動態”，バイオメカニズム学会誌，**27**，2，pp. 67–71，2003.
- [4] 村岡，福永：“筋線維・腱組織の力学的特性と受動的関節トルクの関係”，体力科学，**50**，6，p. 978，2001.
- [5] R. F. Ker: “Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep”，J. of Experimental Biology, **93**，pp. 283–302，1981.
- [6] 縄田，石井，前田：“バレーボールのオーバーハンドパスにおける飛距離の違いが上肢および下肢動作に及ぼす影響”，体育学研究，**58**，1，pp. 111–122，2013.
- [7] E. A. Corbett, E. J. Perreault and T. A. Kuiken: “Comparison of electromyography and force as interfaces for prosthetic control”，The J. of Rehabilitation Research and Development, **48**，6，pp. 629–642，2011.
- [8] 深代，吉岡：“超音波法でみる垂直跳躍中の筋—腱複合体の動態”，システム/制御/情報：システム制御情報学会誌，**54**，8，pp. 332–338，2010.
- [9] A. Erdemir, S. McLean and W. Herzog: “Model-based estimation of muscle forces exerted during movements”，Clinical Biomechanics, **22**，2，pp. 131–154，2007.
- [10] 川淵，横田，縄田：“手指の筋腱複合体のもつ弾性特性の計測”，第 14 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会予稿集，2J1-3，神戸，2013.
- [11] S. Makita, M. Maeda, Y. Kawafuchi and R. Nawata: “Estimation of elastic and dynamic properties of a finger attributed to muscle-tendon complex by measuring joint angles”，the 25th Congress of the Int. Soc. of Biomechanics, AS-0165, Glasgow, UK, 2015.
- [12] S. Makita, M. Maeda, Y. Kawafuchi and R. Nawata: “A mechanical model of elasticity attributed to flexor digitorum”，The 6th JSME/RMD Int. Conf. on Advanced Mechatronics, 1A2-13, Tokyo, Japan, 2015.
- [13] 前田，横田，縄田：“オーバーハンドパスを想定した手指の筋腱複合体の弾性効果”，日本バレーボール学会第 20 回記念大会抄録集，No.9，東京，2015.
- [14] 原島，河合：“肉単—ギリシャ語・ラテン語（語源から覚える解剖学英単語集（筋肉編））”，エヌ・ティー・エス，第 1 版，2004.
- [15] R. McMinn and R. Hutchings: “人体解剖カラーアトラス”，南江堂，第 1 版，1979. 佐藤達夫 訳.
- [16] M. Nordin and V. H. Frankel: “Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System”，Lippincott Williams and Wilkins，2001.
- [17] K. Kubo, Y. Kawakami, H. Kanehida and T. Fukunaga: “Measurement of viscoelastic properties of tendon structures in vivo”，Scandinavian J. of Medicine and Science in Sports, **12**，pp. 3–8，2002.
- [18] D. E. Rassier, B. R. MacIntosh and W. Herzog: “Length dependence of active force production in skeletal muscle”，J. of Applied Physiology, **86**，5，pp. 1445–1457，1999.